



## DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets <sup>5</sup> : <b>A61F 2/66</b>	<b>A1</b>	(11) Numéro de publication internationale: <b>WO 92/17135</b> (43) Date de publication internationale: <b>15 octobre 1992 (15.10.92)</b>
---	-----------	---

(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR91/00244

(22) Date de dépôt international: 28 mars 1991 (28.03.91)

(71)(72) Déposant et inventeur: VITROTTO, Rémy, Romulus, Angelo [FR/FR]; Cauverville-en-Roumois, F-27350 Routot (FR).

(74) Mandataire: RATABOUL, Michel; CMR International, 69, rue de Richelieu, F-75002 Paris (FR).

(81) Etats désignés: AT (brevet européen), AU, BE (brevet européen), CA, CH (brevet européen), DE (brevet européen), DK (brevet européen), ES (brevet européen), FR (brevet européen), GB (brevet européen), GR (brevet européen), IT (brevet européen), JP, LU (brevet européen), NL (brevet européen), SE (brevet européen), SU, US.

Publiée

*Avec rapport de recherche internationale.*

(54) Title: PROSTHESIS FOR THE BODY'S LOWER LIMBS

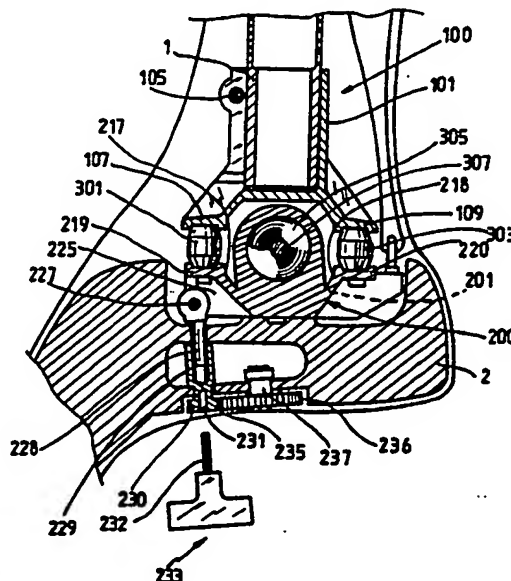
(54) Titre: PROTHESE POUR MEMBRE INFERIEUR DU CORPS HUMAIN

## (57) Abstract

The prosthesis for the body's lower limbs is of the type comprising an articulation between an upper part (1) corresponding to a leg and a lower part (2) corresponding to a foot. Said device has, firstly, at least two pivoting axes in two distinct longitudinal and transversal planes in relation to an average stable position of said articulation and, secondly, means (226 to 231) for adjusting the relative position of the upper (1) and lower (2) parts. It is characterized in that at least one shock absorbing means (301-303) is inserted between one of the parts (1-100) and a saddle (200) articulated on the other part (2), the adjustment means (227 to 229) being linked to the saddle (200) and to the other part (2).

## (57) Abrégé

La prothèse d'un membre inférieur du corps humain est du type comprenant une articulation entre une partie supérieure (1) correspondant à une jambe et une partie inférieure (2) correspondant à un pied, possède d'une part au moins deux axes d'orientation situés dans deux plans distincts, respectivement longitudinal et transversal par rapport à une position stable moyenne de ladite articulation et d'autre part des moyens de réglage (226 à 231) de la position relative des parties supérieure (1) et inférieure (2). Elle est caractérisée en ce qu'un organe amortisseur au moins (301-303) est interposé entre l'une des parties (1-100) et un berceau (200) articulé sur l'autre partie (2), les moyens de réglage (227 à 229) étant reliés au berceau (200) et à ladite autre partie (2).



<p>(51) Classification internationale des brevets <sup>5</sup> :</p> <p>A61F 2/66</p>	<p>A1</p>	<p>(11) Numéro de publication internationale: WO 92/17135</p> <p>(43) Date de publication internationale: 15 octobre 1992 (15.10.92)</p>
<p>(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR91/00244</p> <p>(22) Date de dépôt international: 28 mars 1991 (28.03.91)</p> <p>(71)(72) Déposant et inventeur: VITROTTO, Rémy, Romulus. Angelo [FR/FR]; Cauverville-en-Roumois, F-27350 Routot (FR).</p> <p>(74) Mandataire: RATABOUL, Michel; CMR International. 69, rue de Richelieu, F-75002 Paris (FR).</p> <p>(81) Etats désignés: AT (brevet européen), AU, BE (brevet européen), CA, CH (brevet européen), DE (brevet européen), DK (brevet européen), ES (brevet européen), FR (brevet européen), GB (brevet européen), GR (brevet européen), IT (brevet européen), JP, LU (brevet européen), NL (brevet européen), SE (brevet européen), SU, US.</p>		<p>Publiée</p> <p><i>Avec rapport de recherche internationale.</i></p>

(54) Title: PROSTHESIS FOR THE BODY'S LOWER LIMBS

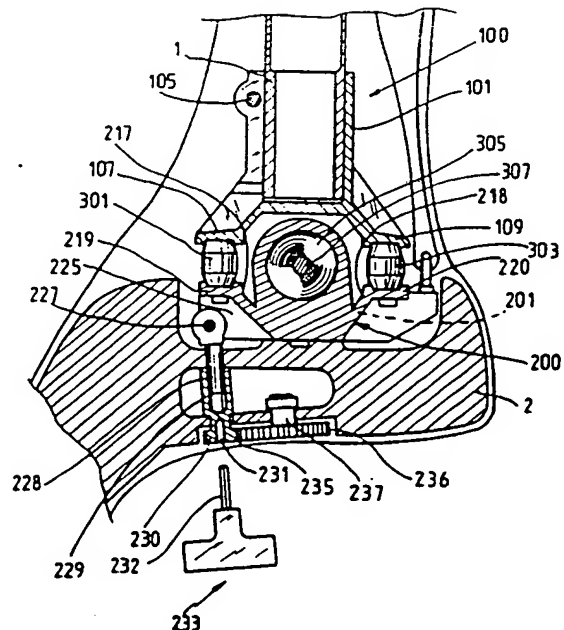
(54) Titre: PROTHESE POUR MEMBRE INFERIEUR DU CORPS HUMAIN

(57) Abstract

The prosthesis for the body's lower limbs is of the type comprising an articulation between an upper part (1) corresponding to a leg and a lower part (2) corresponding to a foot. Said device has, firstly, at least two pivoting axes in two distinct longitudinal and transversal planes in relation to an average stable position of said articulation and, secondly, means (226 to 231) for adjusting the relative position of the upper (1) and lower (2) parts. It is characterized in that at least one shock absorbing means (301-303) is inserted between one of the parts (1-100) and a saddle (200) articulated on the other part (2), the adjustment means (227 to 229) being linked to the saddle (200) and to the other part (2).

(57) Abrégé

La prothèse d'un membre inférieur du corps humain est du type comprenant une articulation entre une partie supérieure (1) correspondant à une jambe et une partie inférieure (2) correspondant à un pied, possède d'une part au moins deux axes d'orientation situés dans deux plans distincts, respectivement longitudinal et transversal par rapport à une position stable moyenne de ladite articulation et d'autre part des moyens de réglage (226 à 231) de la position relative des parties supérieure (1) et inférieure (2). Elle est caractérisée en ce qu'un organe amortisseur au moins (301-303) est interposé entre l'une des parties (1-100) et un berceau (200) articulé sur l'autre partie (2), les moyens de réglage (227 à 229) étant reliés au berceau (200) et à ladite autre partie (2).



# **UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION**

Codes utilisés pour identifier les États parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AT	Autriche	FI	Finlande	ML	Mali
AU	Australie	FR	France	MN	Mongolie
BB	Barbade	GA	Gabon	MR	Mauritanie
BE	Belgique	GB	Royaume-Uni	MW	Malawi
BF	Burkina Faso	GN	Guinée	NL	Pays-Bas
BG	Bulgarie	GR	Grèce	NO	Norvège
BJ	Bénin	HU	Hongrie	PL	Pologne
BR	Brésil	IE	Irlande	RO	Roumanie
CA	Canada	IT	Italie	RU	Fédération de Russie
CF	République Centrafricaine	JP	Japon	SD	Soudan
CG	Congo	KP	République populaire démocratique de Corée	SE	Suède
CH	Suisse	KR	République de Corée	SN	Sénégal
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SU	Union soviétique
CM	Cameroon	LK	Sri Lanka	TD	Tchad
CS	Tchécoslovaquie	LU	Luxembourg	TG	Togo
DE	Allemagne	MC	Monaco	US	Etats-Unis d'Amérique
DK	Danemark	MG	Madagascar		
ES	Espagne				

## PROTHESE POUR MEMBRE INFERIEUR DU CORPS HUMAIN

---

La présente invention concerne une prothèse de membre inférieur présentant une articulation entre une partie supérieure correspondant à la jambe et une partie  
5 inférieure correspondant au pied.

Cette articulation doit jouer le rôle de la cheville naturelle en procurant des performances aussi proches que possible de celles de la nature.

Ces performances résultent non seulement de la  
10 cinématique de la cheville mais aussi de celle des différentes parties du pied.

Une prothèse proche de la réalité naturelle, doit donc prendre en compte l'ensemble des fonctions cheville-pied et, à tout le moins, donner à l'utilisateur une latitude  
15 latérale et une latitude antéro-postérieure voisines de celles d'une cheville.

Il s'agit d'un problème difficile car la cheville est le siège de contraintes très fortes et contradictoires : elle doit être robuste car elle encaisse le poids du corps à chaque pas et elle doit simultanément être délicate et flexible pour s'adapter angulairement à la moindre sollicitation née d'une irrégularité du sol. Aucune prothèse connue ne s'approche, même de loin, d'une telle perfection.

Le brevet US-A-3.551.914 décrit une prothèse qui permet à la partie inférieure, ou pied, de s'incliner axialement (en tangage) et latéralement (en roulis) mais elle ne comprend aucun moyen d'adaptation verticale, c'est-à-dire qu'elle ne peut être utilisée qu'avec une chaussure dont le talon a une hauteur donnée et une seule. L'invention décrite dans ce brevet consiste, d'ailleurs, à obtenir automatiquement un relèvement de la pointe du pied afin qu'elle n'accroche pas le sol au cours la marche, comme cela est illustré par la figure 4.

Le brevet GB-A-738.845 décrit une prothèse dont le pied est réglable en inclinaison mais cela est obtenu au détriment de la souplesse d'utilisation car plus le talon de la chaussure doit être haut, plus on doit relever la butée avant et plus on durcit le ressort arrière. Quand on est parvenu au maximum de hauteur de talon, on est parvenu au maximum de serrage du ressort qui n'est pratiquement plus élastique du tout. Cela est un grave défaut car dans cette situation, l'utilisateur encaisse directement les chocs de la prothèse sur le sol à chaque pas.

L'articulation, ici, permet un réglage d'inclinaison entre la prothèse de la jambe ("partie supérieure") et la prothèse du pied ("partie inférieure").

Le débattement n'ayant pour but que d'adapter l'inclinaison relative des deux parties de la prothèse : jambe et pied, un seul axe suffit et il est bien entendu actif dans le sens antéro-postérieur. Ainsi, l'utilisateur peut

utiliser sa prothèse avec des chaussures ayant des talons plus ou moins hauts.

Le mécanisme qui permet le réglage de l'articulation comprend deux pièces constituant  
5 respectivement la partie supérieure (jambe) et la partie inférieure (pied) et dont l'orientation angulaire relative, par conséquent, dépend de l'articulation.

Ici, l'articulation est à l'aplomb de l'axe vertical de la jambe. En arrière de l'articulation se  
10 trouve un ressort amortisseur et en avant se trouvent les moyens de réglage de la position angulaire, ces moyens comprenant une butée en matériau élastique montée mobile sur une tige filetée.

Plus on élève la butée, plus le talon est rapproché  
15 de la jambe et plus on comprime le ressort arrière, si bien que l'on fait varier la souplesse d'amortissement en faisant varier la hauteur relative du talon et de la pointe du pied alors que la souplesse d'amortissement devrait rester constante en toutes circonstances, c'est-à-dire  
20 indépendamment du réglage que nécessite l'adaptation de la prothèse à des chaussures différentes.

Il s'agit, de toutes façons, d'un réglage distinct de l'usage de la prothèse pendant la marche. En d'autres termes, l'inclinaison est réglée avant la marche en  
25 fonction des chaussures choisies et ne s'adapte pas aux irrégularités du sol à chaque pas. Le ressort reste dans l'état de compression initialement choisi, quelles que soient, ensuite, les difficultés de la marche.

La présente invention s'écarte tout-à-fait des  
30 solutions connues et permet de réaliser une prothèse ayant une articulation correspondant à la cheville naturelle, qui a des fonctions complexes car elle permet à la fois d'encaisser les efforts dus à la marche, d'amortir constamment et régulièrement les chocs que l'utilisateur peut  
35 ressentir lors de la marche, et cela à chaque pas, de

donner à la partie inférieure (pied) de la prothèse une grande liberté de débattements en "roulis" et en "tangage" et de permettre l'adaptabilité de la prothèse à toutes sortes de chaussures.

5

La prothèse selon l'invention apporte une solution à la fois au problème de la stabilité que la prothèse procure à l'utilisateur, par rapport au sol, quelles qu'en soient les irrégularités et quelles que soient les chaussures utilisées, et au problème du réglage des deux parties entre elles.

10

A cette fin, l'invention a pour objet une prothèse d'un membre inférieur du corps humain, comprenant une articulation entre une partie supérieure correspondant à une jambe et une partie inférieure correspondant à un pied, du type possédant d'une part au moins deux axes d'orientation situés dans deux plans distincts, respectivement longitudinal et transversal par rapport à une position stable moyenne de ladite articulation et d'autre part des moyens de réglage de la position relative des parties supérieure et inférieure, caractérisé en ce qu'un organe amortisseur au moins est interposé entre l'une des parties et un berceau articulé sur l'autre partie, les moyens de réglage étant reliés au berceau et à ladite autre partie.

15

20

25

Selon d'autres caractéristiques de l'invention :

30

- un élément solidaire de la partie supérieur d'une part et le berceau relié à la partie inférieure d'autre part présentent chacun quatre sièges situés aux quatre extrémités de deux branches perpendiculaires, l'une longitudinale et l'autre transversale, une rotule étant placée au centre commun audit élément et au berceau et quatre organes amortisseurs étant placés chacun entre deux sièges situés en regard et appartenant respectivement à l'élément et au berceau;

- les deux branches transversales qui appartiennent au berceau présentent deux oreilles traversées toutes deux d'un trou et constituant ensemble une chape devant coopérer au moyen d'un pivot transversal avec une autre chape solidaire de la partie inférieure;

- le pivot transversal du berceau est coaxial avec l'axe d'orientation transversal de l'articulation des parties supérieure et inférieure;

- chaque organe amortisseur est formé par une masse en un matériau élastique placée sans contrainte entre deux pièces solidaires respectivement de la partie supérieure et de la partie inférieure;

- les moyens de réglage sont constitués par un mécanisme de longueur réglable ayant deux points d'application opposés solidaires respectivement de la partie inférieure et du berceau;

- le mécanisme de longueur réglable est constitué par une tige filetée dont une extrémité est articulée sur le berceau et l'autre extrémité est en prise avec un écrou solidaire de la partie, des moyens étant prévus pour provoquer le pivotement de l'écrou;

- les moyens prévus pour provoquer le pivotement de l'écrou sont constitués par une clé amovible à section non circulaire susceptible de coopérer avec une partie de section correspondante de la tige filetée;

- la prothèse présente des moyens pour commander les moyens de réglage de la position angulaire relative des parties supérieure et inférieure, moyens de commande qui sont situés sous la partie inférieure et qui comprennent des organes de transmission, éventuellement avec démultiplication, à une pièce montée mobile par rapport à un repère fixe;

- les organes de transmission sont constitués par une denture située à la périphérie de l'écrou et en prise avec une denture correspondante d'un disque portant une



graduation et monté pivotant par rapport à la partie inférieure, laquelle porte un repère situé à proximité de la graduation.

5 L'invention sera mieux comprise par la description détaillée ci-après, faite en référence au dessin annexé. Bien entendu, la description et le dessin ne sont donnés qu'à titre d'exemple indicatif et non limitatif.

10 Les figures 1 et 2 sont des vues schématiques en perspective de deux éléments d'articulation conformes à l'invention et devant être assujettis respectivement à la partie supérieure et à la partie inférieure de la prothèse.

15 La figure 3 est une vue schématique partielle en coupe transversale montrant l'articulation montée et dans la situation correspondant au cas où la prothèse repose sur un sol horizontal.

La figure 4 est une vue schématique partielle en coupe transversale montrant l'articulation montée et dans la situation correspondant au cas où la prothèse repose sur un sol incliné.

20 La figure 5 est une vue schématique partielle en coupe illustrant un mécanisme de réglage conforme à l'invention, pour ajuster l'inclinaison antéro-postérieure des deux parties de la prothèse.

25 La figure 6 est une vue schématique de la partie visible du mécanisme de réglage, située sous la prothèse.

30 En se reportant au dessin, on voit qu'une prothèse conforme à l'invention comprend une partie supérieure 1 et une partie inférieure 2 reliées l'une à l'autre par une rotule de tout type connu et assurant à ces deux parties une liberté angulaire verticale à n'importe quel gisement des 360° du plan horizontal. Dans la pratique, cette liberté de dégagement angulaire est essentielle dans deux plans orthogonaux : le plan antéro-postérieur P1 et le plan transversal P2; c'est pourquoi on a représenté ces deux plans seulement.

35

Pour simplifier la description, on a séparé les composants de l'articulation solidaires de la partie supérieure 1 et ceux qui sont solidaires de la partie inférieure 2, les premiers étant représentés sur la figure 1 et les seconds sur la figure 2.

La partie supérieure 1 est évoquée par un trait mixte rappelant qu'il peut s'agir, par exemple, d'un simple tube, le reste de la prothèse n'étant pas décrit ici puisqu'il ne fait pas partie de l'invention (articulation du genou, emboîture, etc.)

Le tube 1 est engagé dans un manchon fendu 101 qui présente deux oreilles 102 et 103 traversées de trous lisses 104 (seul celui de l'oreille 103 est visible sur le dessin) pour le passage d'un boulon 105 destiné à recevoir un écrou 106.

Après engagement du tube 1, dans le manchon 101, le serrage de l'écrou 106 sur le boulon 105 provoque le rapprochement des oreilles 102 et 103, ce qui oblige le manchon 101 à se pincer et à serrer fortement le tube 1, ainsi que cela est connu en soi.

Le manchon 101 est solidaire de quatre appuis extérieurs 107, 108, 109 et 110 venus en une seule pièce avec le manchon 101 ou rapportés sur lui.

On a représenté l'appui 107 comme étant en une seule pièce avec des arcs-boutants 111 et 112 eux-mêmes faisant partie du manchon 101 alors qu'au contraire, on a représenté l'appui 109 et ses arcs-boutants 113 et 114 comme rapportés et fixés au manchon 1 par des soudures; sur le dessin on ne voit qu'une ligne de soudure 115.

Si le manchon 101 et ses compléments sont réalisés par moulage ou coulage, on peut réaliser l'ensemble en une seule pièce plus facilement que si l'on usine du métal.

Les appuis 107 et 109 sont situés dans l'axe antéro-postérieur tandis que les appuis 108 et 110 sont situés dans l'axe transversal.

La face inférieure des appuis 107 à 110 présente un creux central devant recevoir la partie supérieure d'un organe amortisseur respectivement 301, 302, 303 et 304, constitué ici par un bloc élastique.

5 Les pièces qui viennent d'être décrites constituent, exception faite des organes amortisseurs 301 à 304, un ensemble solidaire de la partie supérieure 1 et est désigné par la référence globale 100.

10 Sur la figure 2, la partie 2 est évoquée en traits mixtes mais seuls ses organes devant coopérer avec l'articulation sont visibles, le reste pouvant avoir toute forme voulue, se rapprochant de la morphologie d'un pied naturel afin de pouvoir recevoir une chaussure courante.

La partie 2 présente deux montants latéraux 201 et 15 202 percés de trous 203 et 204. Un berceau désigné par la référence globale 200 comprend une embase 205 solidaire de deux ailes latérales 206 et 207 percées de trous 208 et 209. Lors du montage initial, le berceau 200 est relié à la partie 2 par deux boulons 210 et 211 qui sont engagés dans 20 les trous 203-208 et 204-209 placés en regard et qui sont serrés par des écrous 212 et 213.

L'embase 205 est solidaire d'un palier central 214 et les espaces qui subsistent entre les côtés de ce palier 214 et les ailes 206 et 207 constituent des appuis latéraux 25 inférieurs 215 et 216 pour les organes amortisseurs 302 et 304.

Dans le sens longitudinal, le berceau 200 présente deux montants inclinés 217 et 218 portant deux appuis 219 et 220 pour les organes amortisseurs 301 et 303.

30 De même que les appuis supérieurs 107 à 110, les appuis inférieurs 215, 216, 219 et 220 présentent un creux central 221 devant recevoir chacun la partie inférieure d'un organe amortisseur 301 à 304.

L'articulation proprement dite entre la pièce 100 35 et le berceau 200 est réalisée au moyen d'une rotule sphé-

rique 305 percée d'un trou 306.

Lors du montage initial, la rotule 305 est engagée dans le palier 214, comme le suggère la flèche F1, puis on coiffe le palier 214 et la rotule 305 par le manchon 101, comme le suggère la flèche F2, en prenant soin de placer les organes amortisseurs 301 à 304 entre les appuis supérieurs et inférieurs.

On remarque qu'avec l'exemple représenté, les appuis latéraux 215 et 216 sont situés plus bas que les appuis longitudinaux 219 et 220 ce qui n'a aucune incidence sur le fonctionnement de la prothèse, comme on le verra plus loin, dès lors que les appuis supérieurs ont la même disposition, afin que les quatre organes amortisseurs 301 à 304 soient bien maintenus en place simultanément.

On maintient le tout en place en engageant un boulon 307 dans un trou 117 du manchon 101, dans le trou 306 de la rotule 305, dans un autre trou 117 du manchon 101 aligné avec le précédent, puis en vissant sur le boulon 307 un écrou 308, avec interposition d'une rondelle 309. L'axe X1 de cet ensemble 117-307-308-309 constitue l'axe transversal de l'articulation.

L'ensemble ainsi monté est représenté en coupe transversale sur la figure 3.

On voit que la partie 2 est placée dans une chaussure de femme à talon relativement haut (représentée en trait pointillé) qui repose par sa semelle et par son talon sur un sol horizontal S1. La face inférieure de la partie 2 se trouve à la hauteur H1 par rapport au sol S1.

L'axe X2 de la partie 1 et l'axe X3 de la partie 2 sont tous deux verticaux. L'axe X4 de l'articulation commun aux trous 203-204-208-209 et aux boulons 210-211 est horizontal. L'axe X1 du boulon 307 reste toujours orthogonal à l'axe X2 puisque ce boulon 307 est placé dans des trous du manchon 101.

Sur la figure 4, on voit la disposition des différents composants de la prothèse quand la chaussure K, lors de la marche, rencontre un sol S2 qui est incliné et non plus horizontal. C'est le cas, notamment, de toutes les parties de trottoirs situées en face d'une entrée de véhicules.

La partie 1 est verticale lorsque l'utilisateur "pose le pied par terre" et l'axe X2 est donc encore vertical. La partie 2, quant à elle, a automatiquement basculé jusqu'à ce que la semelle soit appliquée par toute sa surface sur le sol S2 et ce basculement "en roulis", c'est-à-dire latéral, est possible car le berceau 200 a pu s'incliner par son palier 214 qui a pivoté sur le contour sphérique de la rotule 305. Les axes X2 et X3 font alors entre eux un angle Y, la verticale passant toujours par le polygone de sustentation, sinon il y aurait un grand risque de chute de l'utilisateur. On remarque que l'axe de pivotement transversal X1 reste toujours disponible pour une adaptation en tangage, quelle que soit l'inclinaison en roulis de l'axe X3 par rapport à l'axe X2 (angle Y).

Le berceau 200 ayant basculé, l'appui inférieur 215 s'est abaissé tandis que l'appui inférieur 216 s'est élevé. Il en résulte que l'organe amortisseur 302 est complètement libéré alors que l'organe amortisseur 304 est comprimé. Dès que l'utilisateur aura soulevé la prothèse, l'organe amortisseur 304 se détendra et ramènera la pièce 200, la partie 2 qui en est solidaire et la chaussure K dans la position de la figure 3.

Ce que l'on vient d'expliquer dans le cas d'un sol en pente transversale est également vrai dans le cas d'un sol en pente longitudinale, tous se passant mutatis mutandis, de la même manière pour les organes amortisseurs 301 et 303 puisque le palier 214 peut pivoter dans toutes les directions sur le contour sphérique de la rotule 305.

Dès lors, on obtient une adaptabilité de la partie 2 à toutes les irrégularités du sol puisque le berceau 200 peut s'incliner à la fois transversalement et longitudinalement.

5 L'amortissement des chocs entre la partie 2 et la partie 1, c'est-à-dire entre le sol et l'utilisateur, est assuré dans toutes les positions possibles de la partie 2 grâce aux organes amortisseurs 301 à 304 qui absorbent les chocs et les vibrations en s'interposant entre les parties 2 et 10 1. En outre, ces mêmes organes amortisseurs 301 à 304 assurent le rappel des pièces en position axiale neutre, dans les plans P1 et P2.

Pour cela, si la rotule 305 est rigide, il faut prévoir un léger jeu entre elle et l'intérieur du palier 15 214. Cependant, ce jeu doit être aussi faible que possible pour éviter une course à vide de la partie 1, ce qui serait pénible pour l'utilisateur et équivaldrait à un léger boîtement.

Si la rotule 305 est élastique, réalisée par exemple avec le même matériau que les organes amortisseurs 20 301 à 304, ce jeu devient inutile.

Cette solution est meilleure car non seulement elle évite toute course à vide mais, en outre, elle répartit sur cinq éléments (301 à 305) au lieu de quatre (301 à 304) l'effort de compression entre les pièces 2 et 1.

25 L'ensemble intermédiaire élastique 301 à 304 ou 305 (désigné par la référence globale 300) doit être relativement ferme pour éviter l'affaissement de la partie 1 sur la partie 2 à chaque pas.

Pour éviter qu'en position extrême les organes 30 amortisseurs 301 à 304 puissent quitter leur position (voir la situation de l'organe 302, figure 4), il est bon de les fixer soit à leur appui supérieur, soit à leur appui inférieur. Ici, on a choisi l'exemple de leur fixation aux appuis inférieurs 215-216 et 219-220. Pour cela, ces appuis 35 sont traversés d'un trou 222 (figure 2) dans chacun des-

quels on introduit un boulon 223 vissé dans la matière même des organes amortisseurs (figures 3 et 4).

En se reportant maintenant à la figure 5, on voit comment le réglage de l'inclinaison relative des parties 1 et 2 est obtenu conformément à l'invention, sans modifier l'aptitude de la prothèse à l'amortissement des chocs et à la liberté de mouvements aussi bien longitudinaux que transversaux (en tangage et en roulis).

Dans sa partie avant, c'est-à-dire près de l'appui 219, le berceau 200 possède une extension verticale 225 percée d'un trou 226. Dans ce dernier, on engage un boulon 227 qui maintient l'extrémité d'une tige filetée 228 en prise avec une douille taraudée 229 rendue solidaire de la partie 2 pour ne pas pouvoir se déplacer longitudinalement à elle-même mais montée pivotante. Son extrémité 230 est visible à l'extérieur de la partie 2, sur sa face inférieure, et est munie de moyens de manoeuvre qui consistent, ici, en un trou borgne à contour non circulaire 231 dans lequel on peut engager la tige de même contour 232 d'une clé indépendante 233.

En faisant tourner la douille 229 au moyen de la clé 233 alors que la tige filetée 228 est empêchée de tourner par le boulon 227, on provoque le vissage ou le dévissage de cette tige 228 par rapport à la douille 229, ce qui équivaut à l'allongement ou au raccourcissement de la longueur totale de la tige 228 et de la douille 229. Comme la douille 229 ne peut pas se déplacer, c'est la tige 228 qui s'élève ou s'abaisse.

Ces mouvements sont transmis à l'extension 225 et, donc, au berceau 200 tout entier, lequel entraîne la pièce 100 et la partie 1, car l'ensemble élastique 300 n'est pas sollicité, et le palier 214 pivote simplement, dans le plan longitudinal, autour de la rotule 305.

On obtient par conséquent le réglage voulu dans le plan antéro-postérieur, sans aucunement influencer la capacité d'amortissement de la prothèse.

5 L'extrémité 230 présente à sa périphérie une denture 235 en prise avec une roue dentée 236 de plus grand diamètre montée sur un pivot 237 solidaire de la partie 2.

Comme on le voit sur la figure 6, la roue 236 porte une graduation 238 et la partie 2 porte un index 239.

10 Ainsi, lorsque l'on fait tourner la douille 229 par son extrémité 230, la denture 235 fait pivoter la roue dentée 236 et la graduation 238 qu'elle porte. Il est facile d'observer à quel chiffre de la graduation correspond un réglage donné et, par conséquent, il suffit de noter une fois pour toutes à quel réglage correspond chaque paire de  
15 chaussures possédée.

Le réglage correct est alors immédiat et peut être effectué, après repérage initial, une fois pour toutes. Il n'est plus nécessaire d'agir par tâtonnements, méthode qui, faute d'intervention d'un tiers, est très pénible à l'usa-  
20 ger qui se trouve dans l'obligation, lors de chaque changement de chaussures mêmes anciennes, de placer et de retirer sa prothèse à répétition, jusqu'à l'obtention aléatoire d'un réglage supportable, certes, mais souvent approximatif et décidé par lassitude des essais infructueux.

25 Or, un tel réglage est très important pour donner à l'usager une liberté de choix aussi grande que celle dont disposent les personnes non handicapées. Cela est particulièrement appréciable pour les femmes qui sont amenées à porter des chaussures dont les talons ont des hauteurs ex-  
30 trêmement variables puis que les espadrilles ont un talon inexistant alors que des escarpins peuvent avoir des talons atteignant dix centimètres.



L'expérience montre que le confort d'une prothèse dépend à la fois d'un amortissement efficace et de différences de réglage insignifiantes, c'est-à-dire d'une fraction de millimètre. L'obtention facile d'un réglage fin  
5 malgré des différences de hauteurs de talon considérables tout en bénéficiant d'un amortissement optimum est un très grand avantage et un très grand progrès par rapport aux prothèses existantes.

\*\*\*

4- Prothèse selon la revendication 3, caractérisée en ce que le pivot transversal (210-211) du berceau (200) est coaxial avec l'axe d'orientation transversal (X1) de l'articulation des parties supérieure (1) et inférieure (2).

5 5- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que chaque organe amortisseur (301 à 304) est formé par une masse en un matériau élastique placée sans contrainte entre deux pièces solidaires respectivement de la partie supérieure (1) et de la partie inférieure (2).

10 6- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que les moyens de réglage sont constitués par un mécanisme de longueur réglable (228-229) ayant deux points d'application opposés solidaires respectivement de la partie inférieure (2) et du berceau (200).

15 7- Prothèse selon la revendication 6, caractérisée en ce que le mécanisme de longueur réglable est constitué par une tige filetée (228) dont une extrémité est articulée sur le berceau (200) et l'autre extrémité est en prise avec un écrou (229) solidaire de la partie (2), des moyens (231 et 232) étant prévus pour provoquer le pivotement de l'écrou (229).

20 8- Prothèse selon la revendication 7, caractérisée en ce que les moyens prévus pour provoquer le pivotement de l'écrou (229) sont constitués par une clé amovible (233) à section non circulaire susceptible de coopérer avec une  
25 partie (231) de section correspondante de la tige filetée (229).

30 9- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle présente des moyens pour commander les moyens de réglage de la position angulaire relative des parties supérieure (1) et inférieure (2), moyens de commande qui sont situés sous la partie inférieure et qui comprennent des organes de transmission (230), éventuellement avec démultiplication, à une pièce (236) montée mobile par rapport à un repère fixe (239).

# RE V E N D I C A T I O N S

---

1- Prothèse d'un membre inférieur du corps humain, comprenant une articulation entre une partie supérieure (1) correspondant à une jambe et une partie inférieure (2) 5 correspondant à un pied, du type possédant d'une part au moins deux axes d'orientation situés dans deux plans distincts, respectivement longitudinal (P1) et transversal (P2) par rapport à une position stable moyenne de ladite articulation et d'autre part des moyens de réglage (226 à 231) de la 10 position relative des parties supérieure (1) et inférieure (2), caractérisé en ce qu'un organe amortisseur au moins (301 à 304) est interposé entre l'une des parties (1-100) et un berceau (200) articulé sur l'autre partie (2), les moyens de réglage (227 à 229) étant reliés au berceau (200) et à ladite 15 autre partie (2).

2- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'un élément (100) solidaire de la partie supérieure (1) d'une part et le berceau (200) relié à la partie inférieure (2) d'autre part présentent chacun quatre sièges 20 (107 à 110, 215-216-219-220) situés aux quatre extrémités de deux branches perpendiculaires, l'une longitudinale et l'autre transversale, une rotule (305) étant placée au centre commun audit élément (100) et au berceau (200) et quatre organes amortisseurs (301 à 304) étant placés chacun entre deux sièges 25 situés en regard et appartenant respectivement à l'élément (100) et au berceau (200).

3- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que les deux branches transversales qui appartiennent au berceau (200), présentent deux oreilles (206 et 207) 30 traversées toutes deux d'un trou (208-209) et constituant ensemble une chape devant coopérer au moyen d'un pivot transversal (210-211) avec une autre chape (201-202) solidaire de la partie inférieure (2).

10- Prothèse selon la revendication 9, caractérisée en ce que les organes de transmission sont constitués par une denture (235) située à la périphérie de l'écrou (230) et en prise avec une denture correspondante (236) d'un disque portant une graduation (238) et monté pivotant par rapport à la partie inférieure (2), laquelle porte un repère (239) situé à proximité de la graduation (238).

\*\*\*

4- Prothèse selon la revendication 3, caractérisée en ce que le pivot transversal (210-211) du berceau (200) est coaxial avec l'axe d'orientation transversal (X1) de l'articulation des parties supérieure (1) et inférieure (2).

5 5- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que chaque organe amortisseur (301 à 304) est formé par une masse en un matériau élastique placée sans contrainte entre deux pièces solidaires respectivement de la partie supérieure (1) et de la partie inférieure (2).

10 6- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que les moyens de réglage sont constitués par un mécanisme de longueur réglable (228-229) ayant deux points d'application opposés solidaires respectivement de la partie inférieure (2) et du berceau (200).

15 7- Prothèse selon la revendication 6, caractérisée en ce que le mécanisme de longueur réglable est constitué par une tige filetée (228) dont une extrémité est articulée sur le berceau (200) et l'autre extrémité est en prise avec un écrou (229) solidaire de la partie (2), des moyens (231 et 232) étant prévus pour provoquer le pivotement de l'écrou (229).

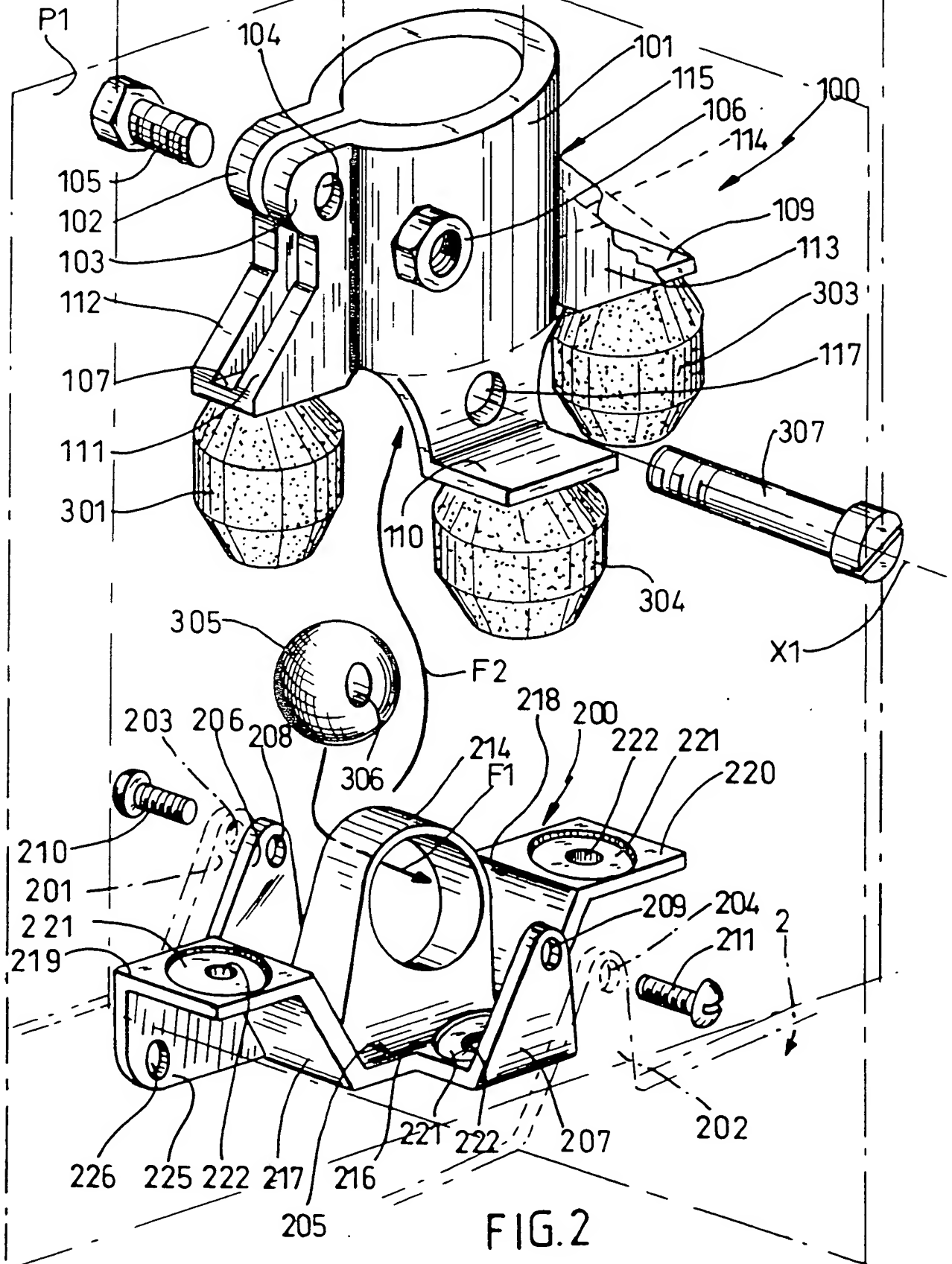
20 8- Prothèse selon la revendication 7, caractérisée en ce que les moyens prévus pour provoquer le pivotement de l'écrou (229) sont constitués par une clé amovible (233) à section non circulaire susceptible de coopérer avec une  
25 partie (231) de section correspondante de la tige filetée (229).

30 9- Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle présente des moyens pour commander les moyens de réglage de la position angulaire relative des parties supérieure (1) et inférieure (2), moyens de commande qui sont situés sous la partie inférieure et qui comprennent des organes de transmission (230), éventuellement avec démultiplication, à une pièce (236) montée mobile par rapport à un repère fixe (239).

10- Prothèse selon la revendication 9, caractérisée en ce que les organes de transmission sont constitués par une denture (235) située à la périphérie de l'écrou (230) et en prise avec une denture correspondante (236) d'un disque portant une graduation (238) et monté pivotant par rapport à la partie inférieure (2), laquelle porte un repère (239) situé à proximité de la graduation (238).

\*\*\*

FIG.1



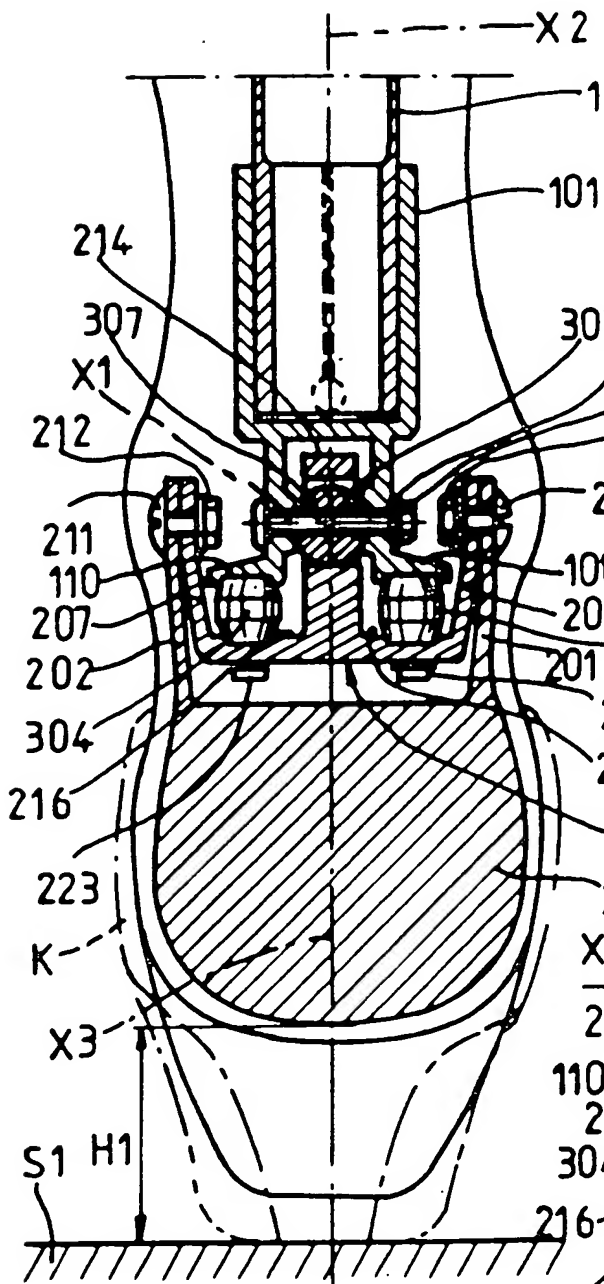


FIG. 3

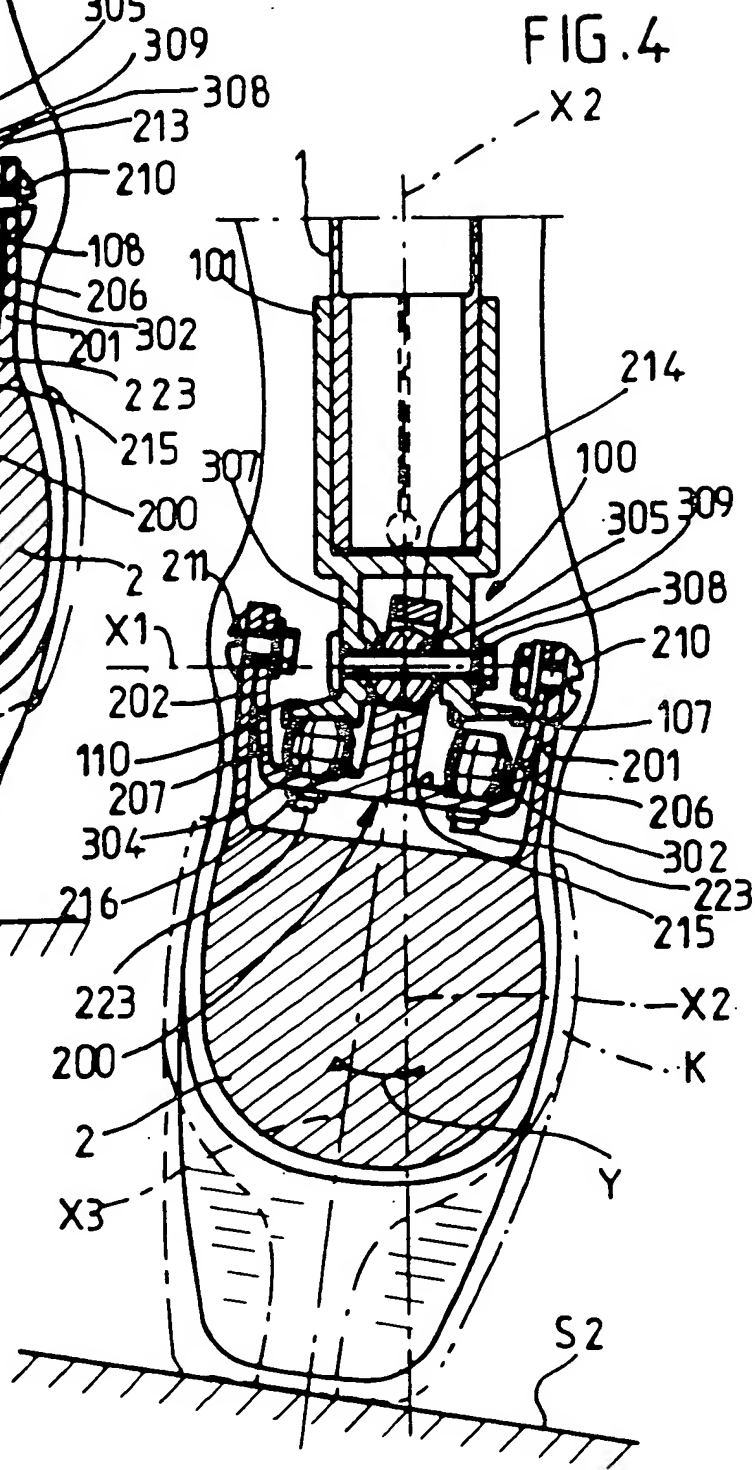


FIG. 4



FIG. 5

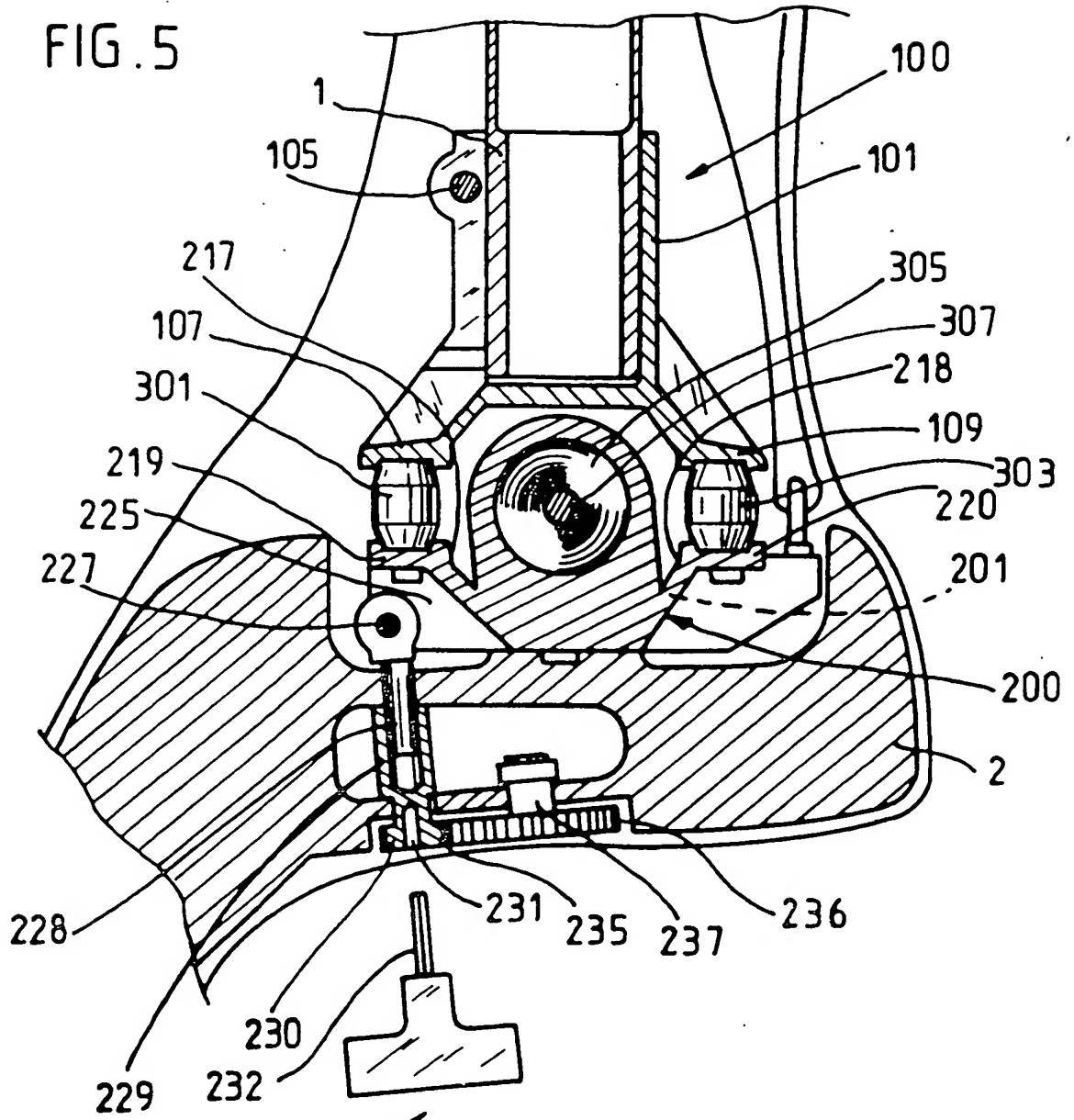


FIG. 6

